



1 Úvod

Páteř je osový orgán pohybového aparátu lidského těla. Je opěrným orgánem pro vzpřímenou chůzi a současně chrání svým spinálním kanálem míchu a její kořeny. Segmentální uspořádání umožňuje výsledný značný pohybový rozsah, který se odehrává zejména na dolní krční páteři a Th-L přechodu. Málo pohyblivý je horní a střední úsek hrudní páteře, neboť hybnost je zde omezena hrudním košem. Dvojitě esovité zakřivení páteře v sagitální rovině, které je dáno krční a bederní lordózou a hrudní kyfózou umožňuje určité odpružení páteře při doskocích.

Úrazů páteře v současné době přibývá. Většinou k nim dochází při dopravních nehodách, při pádech ze stromů, při skocích do mělké vody a nově též při nehodách během provozování tzv. adrenalinových sportů. Závažnost těchto typů poranění je viditelná např. již z dopravních statistik MVČR. Přestože jsme ubezpečováni o pozitivním trendu dopravních nehod, čísla jsou neúprosná: v ČR bylo za rok 2004 (2005) způsobeno 196 484 (199 262) nehod, při kterých bylo 1 215 (1 127) lidí usmrceno, 4 878 (4 396) těžce zraněno a 29 543 (27 974) osob lehce zraněno. Odhad hmotné škody je 9.8 mld. (9.77) Kč [4]. Toto číslo jen vzdáleně popisuje skutečné škody. Zahrneme-li do této položky též výlohy spojené s dlouhodobou péčí o trvale postižené, dostáváme se na hodnotu vysoko nad tímto odhadem. Dopravní nehody dnes již dávno patří mezi závažný sociální a ekonomický problém ve vyspělých zemích.

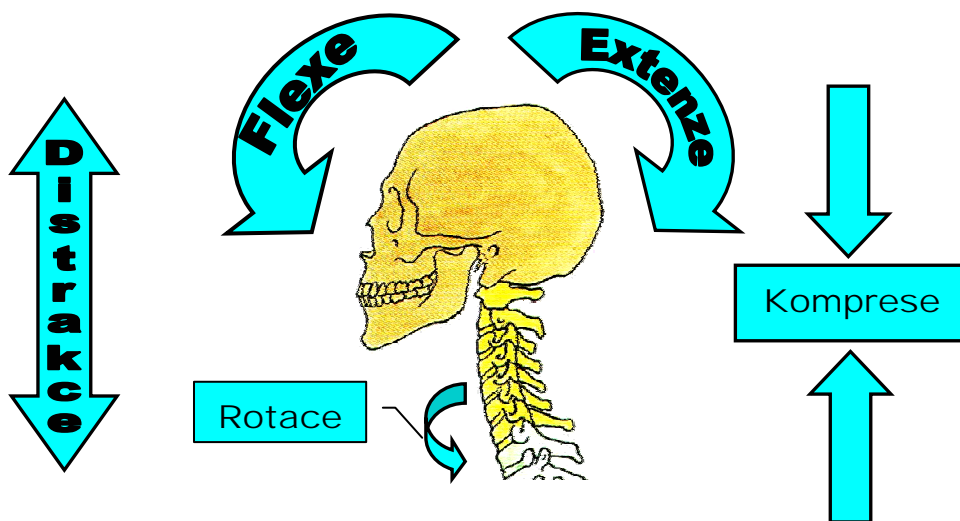
Dopravní nehody mají, z velké části, za následek poranění krční páteře (PKP), které často vede také k poranění míchy. PKP patří mezi velmi závažná poranění končící často úmrtím nebo celoživotními následky. V ČR, bohužel, prozatím neexistuje institut, který by se systematicky zabýval PKP a monitoroval je, tak jak je tomu např. v USA, Švédsku a mnohých dalších zemích.

Cílem práce je podat ucelený přehled poranění horní krční páteře (PHKP), se zaměřením na frakturu *dens axis*. Sestavit a provést základní výpočtové modely. Kvantifikovat kompresní osteosyntézu *dens axis*.

2 Anatomie a (ne)stabilita krční páteře

Komplex krční páteře je tvořen sedmi krčními obratli, navzájem spojenými meziobratlovými disky (kromě C1 a C2), párovými klouby a množstvím vazů, které mají za úkol páteř stabilizovat. Podívejme se na jednotlivé (hlavní) vazy a popišme si, kterým pohybům zabraňují, tj. jakou mají funkci (Obr.1):

- flexi zabraňují především *ligamenta flava*, *interspinalia*, *supraspinale* a *ligamentum nuchae*;
- extenzi zabraňují především přední a zadní podélné vazy (*ALL*, *PLL*) (*ligamentum longitudinale anterius – posterius*), meziobratlové disky;
- rotaci zabraňují především meziobratlové disky za působení dalších vazů;
- v horní krční páteři *membrana tectoria* a *ligamentum cruciforme* zajišťují další stabilitu.



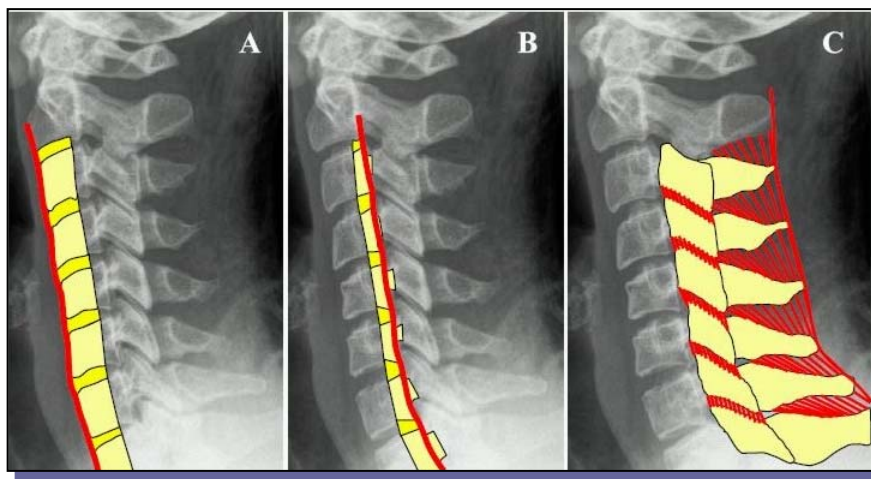
Obr.1: Možnosti namáhání krční páteře

Při poranění páteře je nutné rozhodnout, zda se jedná o poranění stabilní či nestabilní. Od toho se odvíjí koncepce léčení. Pojem stability (nestability) páteře je dnes stále ještě velice diskutované téma. Názory na něj se liší a každý autor definuje stabilitu, resp. nestabilitu páteře a faktory, které jí ovlivňují, poněkud jinak. White definoval stabilitu následovně: „...je to schopnost páteře omezovat (regulovat) její pohyby ve fyziologických mírách, tak aby nedošlo k porušení páteřního kanálu nebo nervů...“. Tato definice dnes stále patří mezi velice oblíbené.

Definovat objektivně nestabilitu páteře je však stejně obtížné, jako definovat stabilitu, přestože se může zdát, že se jedná o dva „zrcadlově“ stejné pojmy. Panjabi [12] definoval nestabilitu jako ztrátu schopnosti páteře udržet při vystavení fyziologické zátěži takové postavení obratlů, aby nedocházelo k okamžitému nebo následnému poranění míchy a nervových kořenů a současně nedocházelo k vývoji invalidizující deformity a výrazné bolestivosti. Je třeba se uvědomit, že nestabilita může vzniknout nejen jako následek úrazu, ale i zánětlivého, degenerativního či nádorového procesu. Při stanovení nestability v klinické praxi vycházíme především z RTG, CT a MR vyšetření.

Určitý pokrok pro pochopení těchto pojmů znamenalo zavedení teorie sloupců, která byla nejprve použita pro thorakolumbální páteř a později modifikována na páteř krční. První, dvousloupcovou, zavedl Holdsworth v roce 1963, později následovala třísloupcová – Denisova teorie, která je nadále rozvíjena. Na základě těchto teorií autoři stanovují klasifikaci zlomenin a to v závislosti na způsobu poškození jednotlivých sloupců [2,3].

Třísloupcová teorie (Obr.2): Přednímu sloupci bylo dáno $\frac{3}{4}$ těla s příslušnou částí ploténky a předním podélným vazem (A). Střední sloupec tvoří $\frac{1}{4}$ těla a ploténky, zadní podélný vaz spolu s bazí pediklů (B). Zadní sloupec představuje oblouk, meziobratlové klouby a spinální výběžek se zadními vazy (C).



Obr. 2: Třísloupcová teorie [2]

3 Přehled poranění horní krční páteře (*atlantoocipitální a atlantoaxiální*)

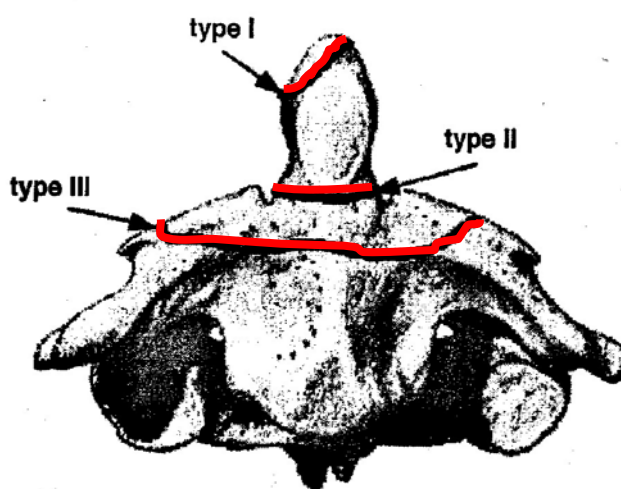
Úrazy krční páteře jsou charakterizovány takto:

- poranění vazů;
- izolovaná poranění plotének;
- izolovaná poranění obratlových těl;
- poranění obratlů kombinovaná s poraněním plotének;
- čisté luxace meziobratlových kloubů;
- kombinace.

Klasifikace poranění krční páteře není doposud jednotná. Neustále se vyvíjí a s určitou nadsázkou je možné říci, že je vždy poplatná době, ve které vznikala (diagnostickým, terapeutickým a biomechanickým znalostem doby). „Nejnovější“ klasifikace je z roku 1993 od autorů Aebi, Nazarian, Magerl [12]. Vychází ze skutečnosti, že krční páteř se v segmentech C1 - C2 liší od segmentů C2 - C7. Rozdělení na typy A, B, C a do skupin a podskupin 1 - 3 respektuje rozsah úrazové nestability, odlišuje přední a zadní sloupec páteře a diferencuje převážně mezi kostním, vazivovým a kombinovaným poraněním.

Fraktury druhého krčního obratle patří mezi procentuálně nejfrekventovanější PKP (24 %) [2,14,15]. Nejčastější je fraktura *dens axis*, která se dále dělí, dle Andersona a D'Alonza, na typ stabilní I, nestabilní II a relativně stabilní III, obrázek 3.

Druhou nejfrekventovanější frakturou C2 je tzv. fraktura oběšence nebo též katovská (Hangman's). Tato se dělí dle stupnice, kterou navrhl Effedi (1981) a je všeobecně používána.



Obr. 3: Fraktury *dens axis* [16]

4 Fraktura *dens axis*

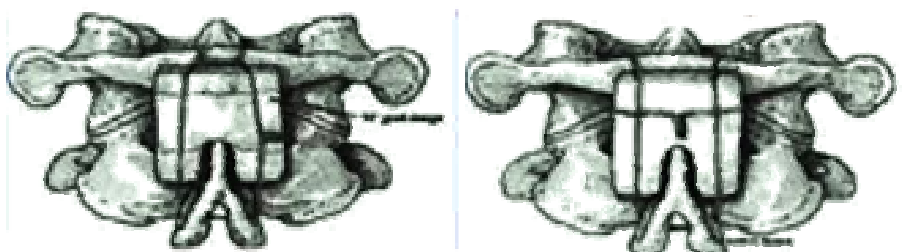
První zmínka o fraktuře zubu čepovce (*dens axis*) je v literatuře z roku 1874 [2,17]. Přibližně o sto let později vznikla první klasifikace dle Andersona a D'Alonza, na typ stabilní I, nestabilní II a relativně stabilní III.

4.1 Operační přístupy – *osteosyntéza dens axis*

Vzhledem ke skutečnosti, že fraktury *dens axis* typu B 2.1 (Anderson I) a některé B.2.2 (Anderson III) se léčí konzervativně, budeme se dále pouze zabývat frakturou typu B.2.3 (Anderson II). Historicky se tento typ fraktury řešil nejprve zadním přístupem (viz dále) a až v roce 1978 přišel Nakanishi (Japonsko) a téměř ve stejnou dobu Böhler - Magerl (Švýcarsko) s technikou předního přístupu [17]. V následujících kapitolách popíši operační techniky, jejich výhody, nevýhody.

4.1.1 *Osteosyntéza dens axis* – zadní přístup

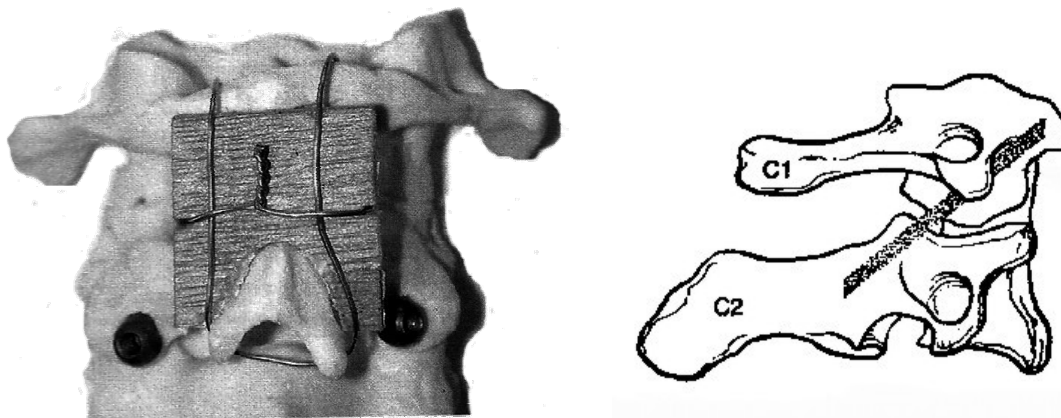
Historicky se jednalo nejprve o přístup dle Gallieho, poprvé zmíněný v roce 1939 [18, 19,20], který spočívá v umístění kostního štěpu v dorsální části zadního oblouku atlasu a zadní části *processus spinosus*, mediální části oblouku čepovce. Kostní štěp je zajištěn drátem a to buď jednoduchou smyčkou či smyčkou dvojitou, obrázek 4. Jedná se o identický přístup jak v případě Jeffersonovy fraktury, provádíme atlantoaxiální fúzi.



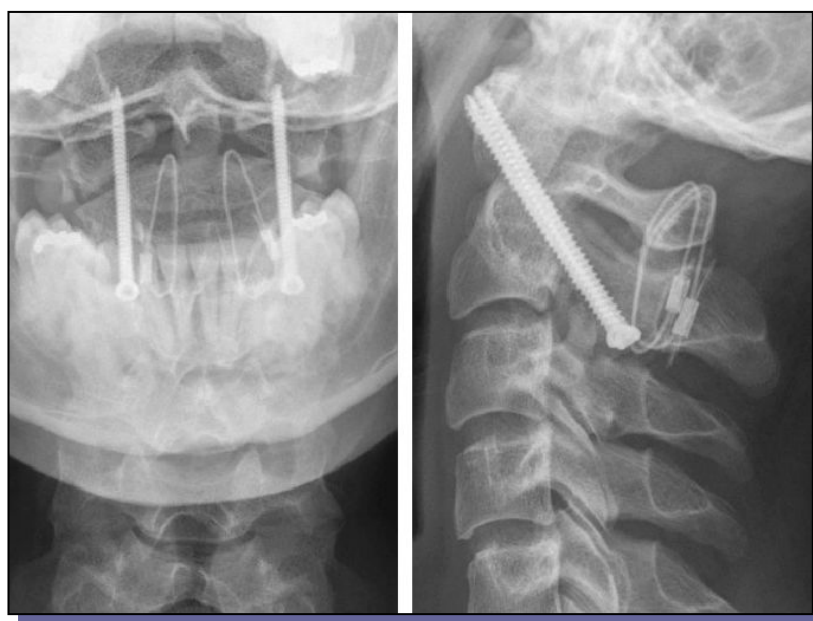
Obr. 4: Atlantoaxiální fúze dle Gallieho [18]

O téměř třicet let později byla popsána tzv. fixace pomocí sublaminární kličky, nebo též Halifaxovy kličky. „Revolučním“ přístupem byla ovšem až fixace transartikulárně

zavedených šroubů (3,5 kortikální) [19,20]. Tato metoda se stala nejčastěji používaným zadním přístupem, často se doplňuje kostním štěpem dle Gallieho [19,20], příp. sublaminární kličkou, obrázky 5, 6.



Obr. 5: Atlantoaxiální fúze dle Magerla [20]



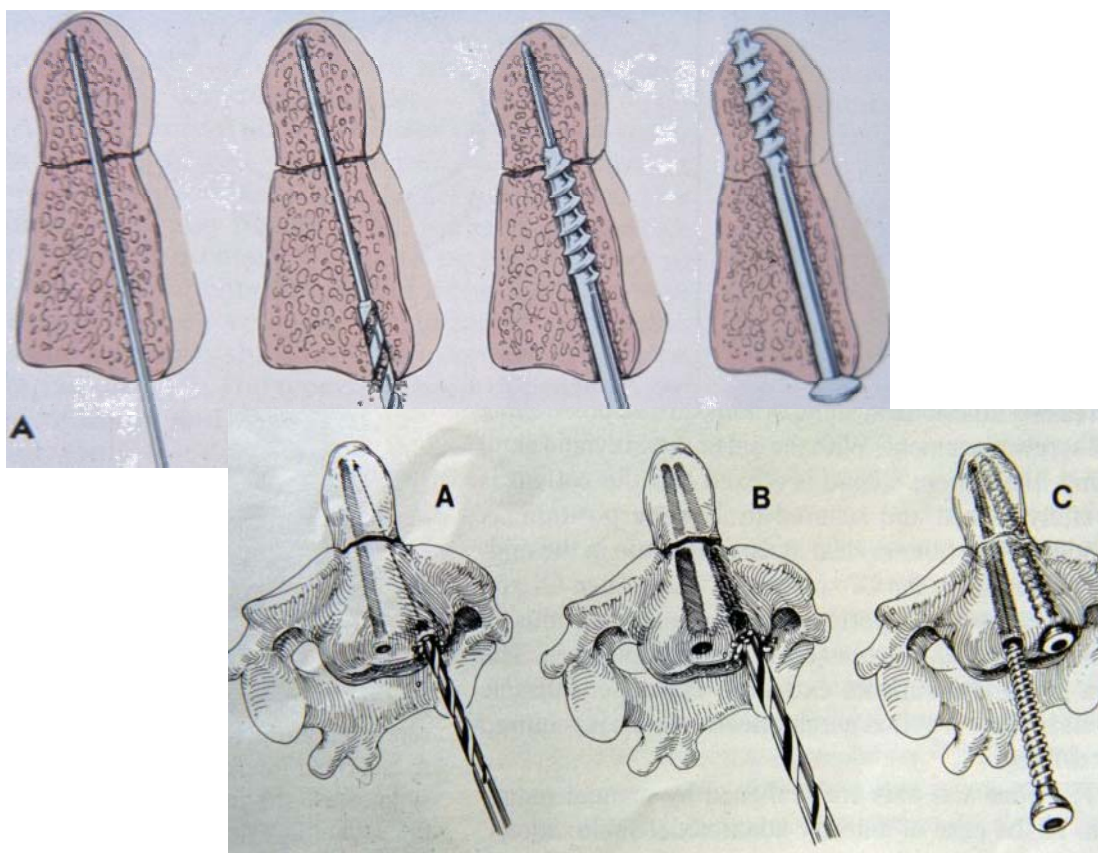
Obr. 6: Atlantoaxiální fúze, zadní přístup dle Magerla, RTG snímek [2]

Všechny techniky výše popsané, kromě Gallieho přístupu, zajišťují potřebnou mechanickou stabilitu. Richter a kol. [20] zkoušel mechanickou stabilitu výše popsaných technik. Dospěl k závěru, že Gallieho přístup pomocí drátu, přestože je nejjednodušší, patří k technikám

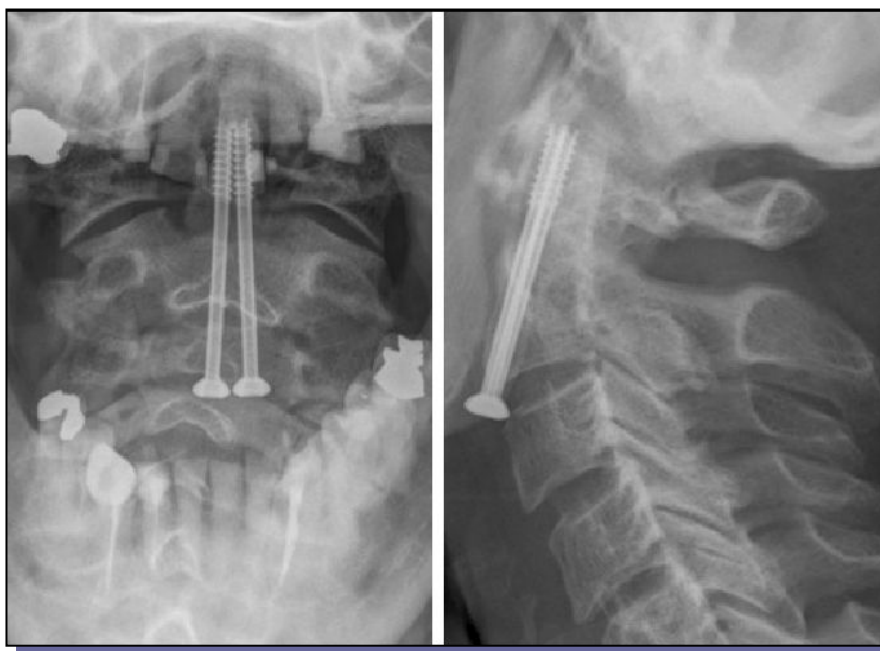
zajišťujícím nejmenší stabilitu. Nejvyšší stabilita byla zajištěna pomocí transartikulárně zavedenými šrouby, tzv. Magerlova technika. Na straně druhé je potřeba si uvědomit, že tento přístup není vždy klinicky možný. V těchto případech poukazuje na možnost využití kliček v kombinaci s zavedenými šrouby, které vykazují též vysokou mechanickou stabilitu. Ke stejným závěrům docházejí i autoři [21].

4.1.2 Osteosyntéza *dens axis* – přední přístup

Jak již bylo výše uvedeno, první operaci předním přístupem popsali Nakanishi a Böhler (Magerl) v roce 1978 [17]. Tato technika spočívá v zavedení dvou šroubů (kortikální, spongiosní, kanylované) do těla a zlomeného čepu obratle, jedná se tedy o techniku „tahového šroubu“. Postup celé operace je na obrázcích 7. Jeden šroub by měl perforovat *apex dentis axis*. Případná alternativa spočívá v zavedení jednoho šroubu v střední čáře těla [17,22]. Ve standardech ČLS JEP se doporučuje, vzhledem k lepší rotační stabilitě, používat šrouby dva na místo jednoho.



Obr. 7: Postup při zavádění tahových šroubů do *dens axis*



Obr. 8: Kompresní *osteosyntéza dens axis*, RTG snímek [2]

Přestože ve standardech ČLS JEP je doporučeno používat dva šrouby pro kompresní *osteosyntézu dens axis*, vzniká zde otázka, zda by nebylo výhodnější používat šroub pouze jeden a na kolik je toto spojení stabilní v porovnání s ostatními.

Někteří autoři [17,22] popisují svoji klinickou praxi, kdy používají jeden šroub na místo dvou a poukazují na klinické výhody. Bohužel bez kvantitativní studie nemohou být tyto argumenty brány zcela objektivně. Na straně druhé vyčerpávající biomechanická studie chybí. Asi nejdále došli autoři Doherty, Sasso a Graziano [23,24,25], kteří provedli kvantitativní analýzy fraktury *dens axis* a porovnávali jednotlivé operační přístupy.

4.2 Srovnání operačních technik *dens axis*

V současné době je fraktura *dens axisu* jasnou doménou předního přístupu. Je to způsobeno především těmito výhodami:

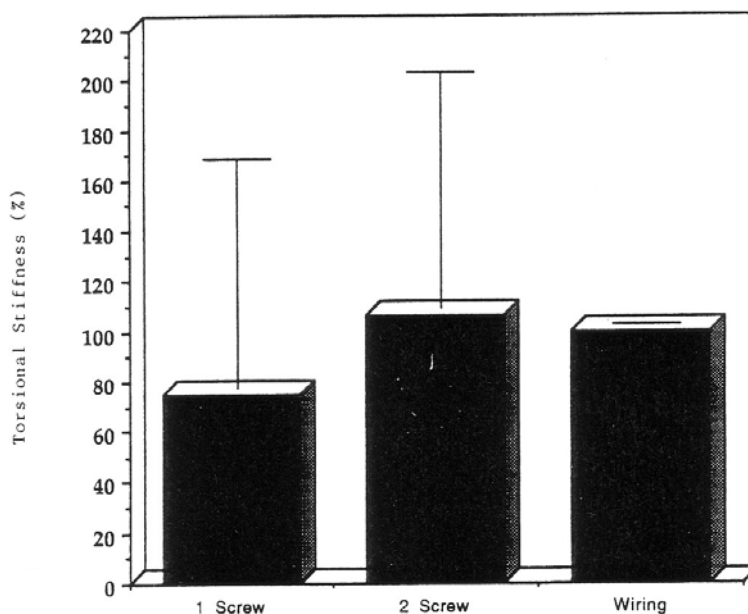
- přední přístup je méně invazivní než zadní;
- zachovává rotaci mezi atlasem a čepovcem;
- jednoduchá pooperační péče a rehabilitace.

V případě obtížného přístupu při krátkém krku nebo omezené hybnosti krční páteře je nutné zvolit přístup zadní. U šikmých fraktur u předního přístupu používáme dlažku.

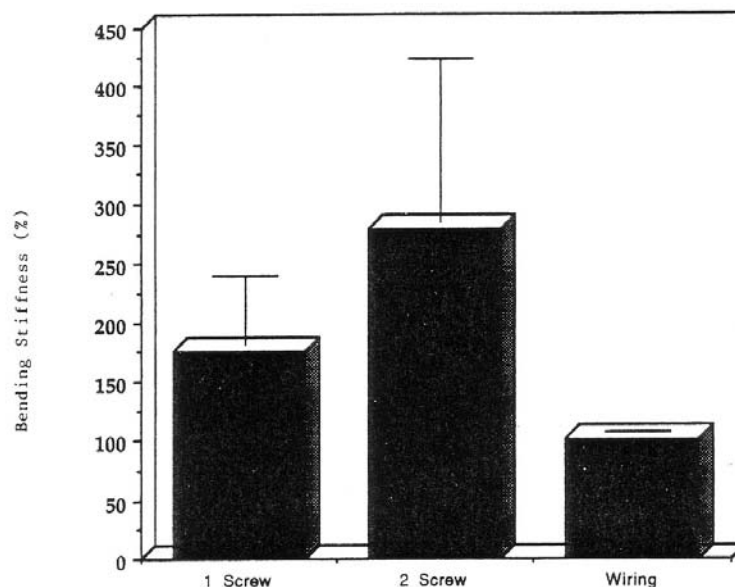
Graziano [23] ve své práci srovnává jednotlivé přístupy z hlediska mechanické stability fraktury *dens axis II*. *Dens axis* je odříznut od *corpus vertebrae* v krčku tak, aby se řez co nejvíce přibližoval lomové linii reálné fraktury. Pro spojení byla použita technika předního přístupu jednoho, dvou kortikálních šroubů a technika stabilizace pomocí drátu dle Brookse (místo kostního štěpu bylo použito dřevo). Následně byly vzorky zatěžovány kroutícím momentem a momentem ohybovým působícím v mediánní rovině *dens axis*.

Při vyhodnocování výsledků došli k následujícím závěrům:

1. v případě tuhosti v krutu neexistuje řádový rozdíl mezi technikami, tuhosti jsou řádově totožné, obrázek 9;
2. v případě ohybové tuhosti neexistuje řádový rozdíl mezi technikou předního přístupu s jedním a dvěma šrouby, ale existuje rozdíl mezi technikou dle Brookse a předním přístupem. Tuhost Brooksovy techniky je zhruba o polovinu nižší, obrázek 10.



Obr. 9: Porovnání tuhosti v krutu různých stabilizačních technik (zleva): jeden šroub, dva šrouby, drátování [23]



Obr. 10: Porovnání ohybové tuhosti různých stabilizačních technik (zleva): jeden šroub, dva šrouby, drátování [23]

5 Biomechanika fraktur typu *dens axis*

Přestože se autoři [2,14,16,25] všeobecně shodují na případech, kdy vzniká tento druh fraktury, samotný mechanismus, působení sil a jejich kvantitativní vyjádření není zcela prozkoumáno. Jako nejčastější případy vzniku fraktury *dens axis* jsou zmiňovány pády z výšky a automobilové nehody [14,16,25]. Ovšem toto obecné tvrzení není většinou podloženo kvantitativním důkazem. Asi nejdále šli autoři Yoganandan a kol. (2005), kteří zpracovali databáze CIREN (The crash research and engineering network) a NASS (National automotive sampling system) od roku 1996 do roku 2003. Z databáze byli vybráni pouze řidiči a spolucestující na předním sedadle, kteří utrpěli typovou frakturu *dens axis*. Pokud to databáze umožňovala byly zpracovány a vyhodnoceny: typ havárie, rok výroby automobilu, pohlaví, nárazová rychlost, použití pásů, použití airbagu, nárazová plocha a typ fraktury [14].

V databázi NASS bylo zaznamenáno 38 případů těchto poranění, v databázi CIREN pouze 20. Následující poznatky jsou shrnuty v bodech:

- nejčastější typ srážky je přední (čelní), procentuální rozdělení je na obrázku 11;
- průměrná nárazová rychlost byla u mužů 52.6 km/h, u žen 35.4 km/h;

- v případě airbagu se databáze rozcházejí, u NASS v 53 % airbag nebyl vůbec součástí automobilu a v 32 % byl rozvinut. U CIREN databáze airbag nebyl součástí automobilu v 22 % a v 61 % byl rozvinut;
- tříbodové pásy mělo 56 % (NASS), resp 50% (CIREN) současně s rozvinutým airbagem v případě čelního nárazu;
- typ fraktury uvádí pouze databáze CIREN a to následovně: 50 % typ II, 28 % typ III, 6 % typ I, zbytek nestandardní typ;
- mechanismus vzniku fraktury *dens axis* je rozdílný, nejčastěji se jedná o extenzi (hyperextenzi) či flexi krční páteře [14].

V klinické praxi je všeobecně přijímáno, že fraktury *dens axis* vznikají při extenzi (hyperextenzi) krční páteře [2,17,19], zatímco kvantitativní pohled na biomechaniku těchto fraktur a jejich následnou stabilizaci není zcela dosud jasný. Dodnes bylo mnoho napsáno o frakturách a jejich následné stabilizaci z klinického pohledu, ale o jejich biomechanice a biomechanice následných stabilizačních technik téměř neexistuje zmínka.



Obr. 11: Rozdělení případů fraktur *dens axis* s ohledem na typ nárazů [16]

Nejsilnější publikací v tomto ohledu je [23-25] z počátku devadesátých let a následuje [38] z roku 2001. Autoři zatěžují v odlišných směrech *dens axis in vitro* až do porušení. Obratle jsou zbaveny měkkých tkání a tělo je částečně zafixováno.

Zatěžování je provedeno nejprve ve směru předozadním na *facies articularis anterior* pomocí pístku. Tímto zatěžováním autoři obdrželi frakturu typu III (d'Alonzo), síla potřebná pro porušení byla změřena 1 500 až 1736 N [24,25]. Druhý způsob zatěžování byl proveden za stejných okrajových podmínek, jen směr zatěžování byl otočen o 45° od sagitální roviny. Tento způsob zatěžování produkoval fraktury typu II, síla při porušení 1235 až 1279 N [24,25].

Při hledání mechanismu fraktur *dens axis* můžeme též vycházet z publikace [38]. Autoři zatěžovali sady obratlů C1/C2 čistou flexí a zjistili, že jen v málo případech se jim

podařilo dosáhnout fraktury *dens axis*. Prioritně se porušilo *ligamanetum transversum atlantis*.

Dle autorovy dostupné literatury v současné době neexistuje studie, která by se zabývala matematickou simulací fraktur typu *dens axis* a jejich stabilizací.

6 Tvorba geometrických modelů

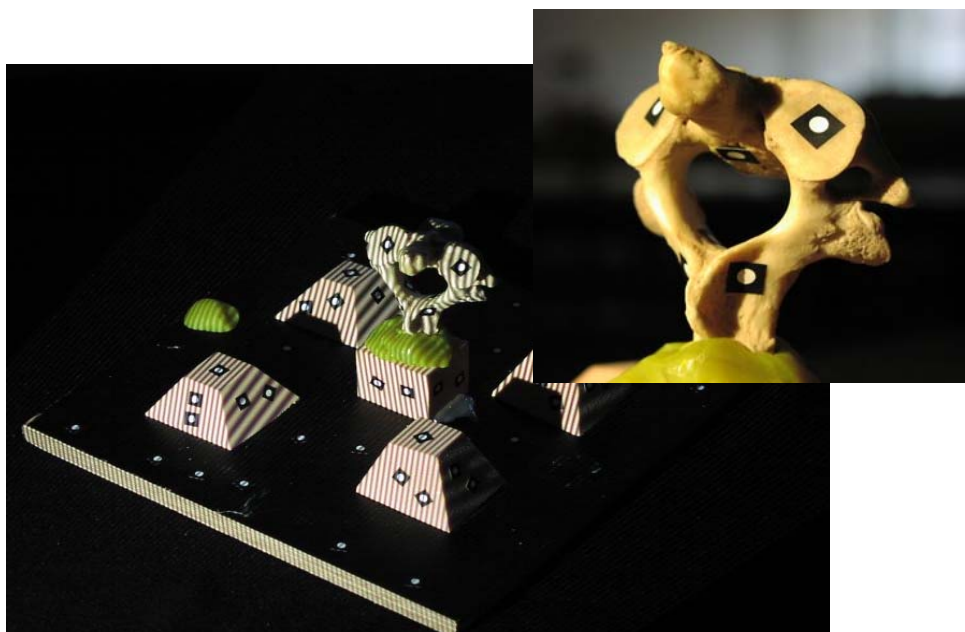
Tvorba geometrických modelů může být rozdělena do dvou fází, a to získávání dat a samotná tvorba geometrie. Svým charakterem se jedná o tzv. „*reverse engineering*“, tj. známe geometrii a potřebujeme ji převést do CAD modelu. V současné době existuje v biomechanice řada přístupů, kterými můžeme získat virtuální modely tkání. Mezi nejpoužívanější patří počítačová tomografie (CT) a magnetická rezonance (MR), které jsou primárně používány pro vyšetření pacientů, ovšem získaná data můžeme použít také na rekonstrukci modelů tkání, orgánů. Mezi další přístupy můžeme řadit kontaktní nebo bezkontaktní přímé snímání povrchu tkání (jedná se o snímání souřadnic bodů na povrchu). Tyto metody můžeme využít pouze u kosterní soustavy. Pro tvorbu modelů prvních dvou krčních obratlů (C1/C2) jsem použil **všechny tři metody**.

Jako předloha pro kontaktní a bezkontaktní metodu posloužily nepárové obratle laskavě zapůjčené z depozitáře Ústavu anatomie Lékařské Fakulty University Karlovy v Hradci Králové. Jednalo se o první a druhý krční obratel, pravděpodobně ženy, zjevně bez patologických nálezů.

Pro tvorbu modelů pomocí dat z CT, jsem se v první fázi řešení snažil využít volně dostupná data na serveru *Visible human project*. V konečné fázi jsem použil data z klinické praxe, poskytnutá oddělením rentgenologie liberecké nemocnice. Jednalo se o muže ve věku 52 let, krční obratle bez zjevných patologických nálezů.

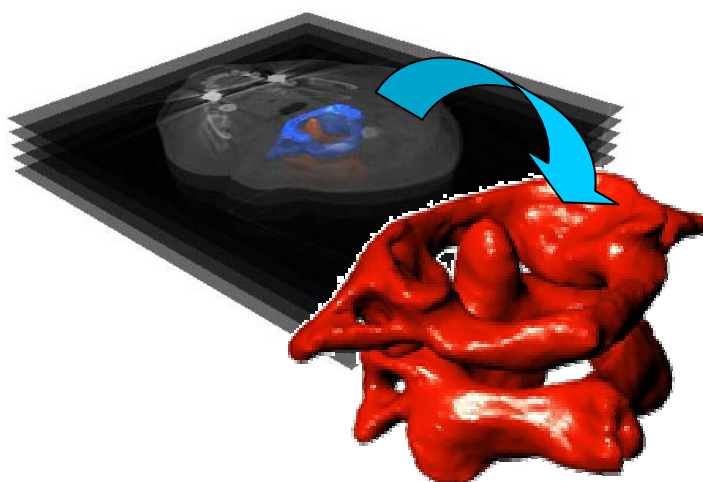
První metodou při získávání dat povrchových souřadnic obratlů bylo bezkontaktní měření systémem ATOS (*GOM Inc.*). Systém ATOS je schopen změřit povrch objektu s velmi vysokou přesností (až 0,002 mm) a s vysokou hustotou bodů (400 000 bodů na objekt).

Kontaktní snímání povrchu obratlů bylo provedeno pomocí systému MICROSCRIBE (*Immersion co.*), které primárně slouží k získávání souřadnic povrchu objektů s přesností až 0,23 mm. Měření spočívá v ručním vedení hrotu umístěného na otočném rameni měřidla po povrchu měřeného objektu.



Obr. 12: Bezkontaktní měření přístrojem ATOS

Průlom s tvorbou modelů z CT dat nastal až ve spolupráci s oddělením radiologie liberecké nemocnice a zakoupením softwaru 3D-Doctor (Able software) na KMP. Data pacientů (pohlaví, věk) ve formátu DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) jsou zapsána na CD nosič a následně ve dvou krocích zpracována v programu 3D-Doctor.



Obr. 13: Diskrétní modely (plošné) získané z CT dat



6.1 Posouzení jednotlivých metod tvorby geometrie

Při posuzování je třeba hodnotit několik hledisek a to hledisko samotné tvorby, hledisko ekonomické.

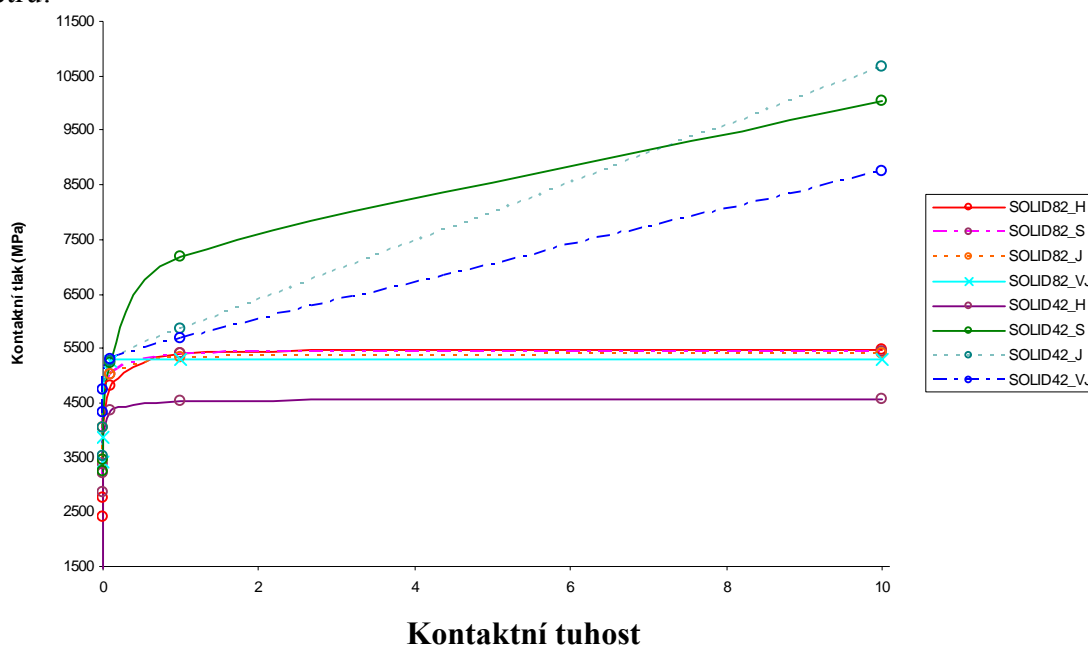
- 1. Kontaktní měření systémem MICROSCRIBE** - data získaná touto metodou mají pro tvorbu virtuálního modelu obratlů omezené využití. Je to způsobeno složitým tvarem obratlů a jejich velikostí vzhledem k měřítku, což se projevuje nejen špatným snímáním souřadnic především v oblastech *foramen transversarium*, ale i nesnadným pevným uchycením obratlů důležitým pro zajištění přesnosti měření. Modely vytvořené na základě této metody mohou být málo přesné. Výhodou této metody je dostupnost měření, neboť pořizovací cena systém MICROSCRIBE je relativně nízká. Je potřeba si ovšem uvědomit, že touto metodou jsme schopni získat pouze souřadnice povrchu, nikoli vnitřní struktury.
- 2. Bezkontaktní měření systémem ATOS** se z hlediska přesnosti povrchu ukázalo jako nejlepší. Tento systém je schopen naskenovat v podstatě jakýkoliv objekt (kromě úzkých dutin). Zároveň je možné získat přímo STL data povrchu objektu. Získané body mají rovnoměrnou a dostatečnou hustotu a vynikající přesnost. Jedinou nevýhodou této metody je její finanční náročnost. Měření bylo provedeno za pomoci externí firmy. Stejně jako u metody první nejsme schopni tvořit vnitřní struktury.
- 3. Získávání dat pomocí počítačové tomografie** patří patrně mezi odborně nejsložitější metodu. Při sestavování modelů je zapotřebí znát základní morfologické struktury, jejich pozici v lidské těle a zobrazení na CT. Díky postupné separaci bývají výsledné modely mírně nepřesné, na straně druhé můžeme s jistou pomocí této metody vytvořit jakoukoliv morfologickou strukturu. Cena CT je „astronomická“, na straně druhé ve spolupráci s oddělením rentgenologie se jeví tato metoda jako nejschůdnější a nejefektivnější.

7 Kontaktní úlohy

Při šetření morfologických struktur, z hlediska napěťové analýzy, prakticky jediným možným přístupem je výpočtové modelování pomocí metody konečných prvků (MKP). Interakce čepovce se stabilizačním šroubem musí být modelována jako kontaktní úloha. Kontaktní úlohy jsou matematicky velmi náročné na řešení. Mnoho z nich patří mezi tzv. nekorektní úlohy, kde malá změna zadání vede k podstatně odlišnému řešení. Oblast dotyku nebývá vždy stálá ani předem známá a v mnoha případech se může i nespojitě měnit. Uvažujeme-li dále tření mezi jednotlivými částmi, je již snad zcela zřejmé, že se výpočty povedou na velmi složité řešení. Numerické řešení kontaktních úloh je známo svými vysokými nároky jak na hardware, tak i software. Pokusil jsem se „otestovat“ chování kontaktu na elementární úloze. Výsledky z MKP pak porovnám s dostupným analytickým řešením.

Pro počáteční výpočty jsem zvolil program ANSYS 7.1 (University high), licence server Nympha, ZČU Plzeň - Metacentrum. Jako základní úlohu volím styk rovinné podložky s kulovou plochou, bez tření. Součásti jsou ze stejného materiálu (ocel), kulička je přitlačována silou F .

Jako proměnné parametry bereme typ prvku, hustotu sítě a kontaktní tuhost. Předpokládáme, že tyto parametry ovlivňují konečné řešení kontaktních úloh. Některé výsledky můžeme vidět na grafu 1. Řešení je velice citlivé na každém z uvedených parametrů!



Graf 1: Vliv kontaktní tuhosti, prvku a hustoty sítě na 2D modely

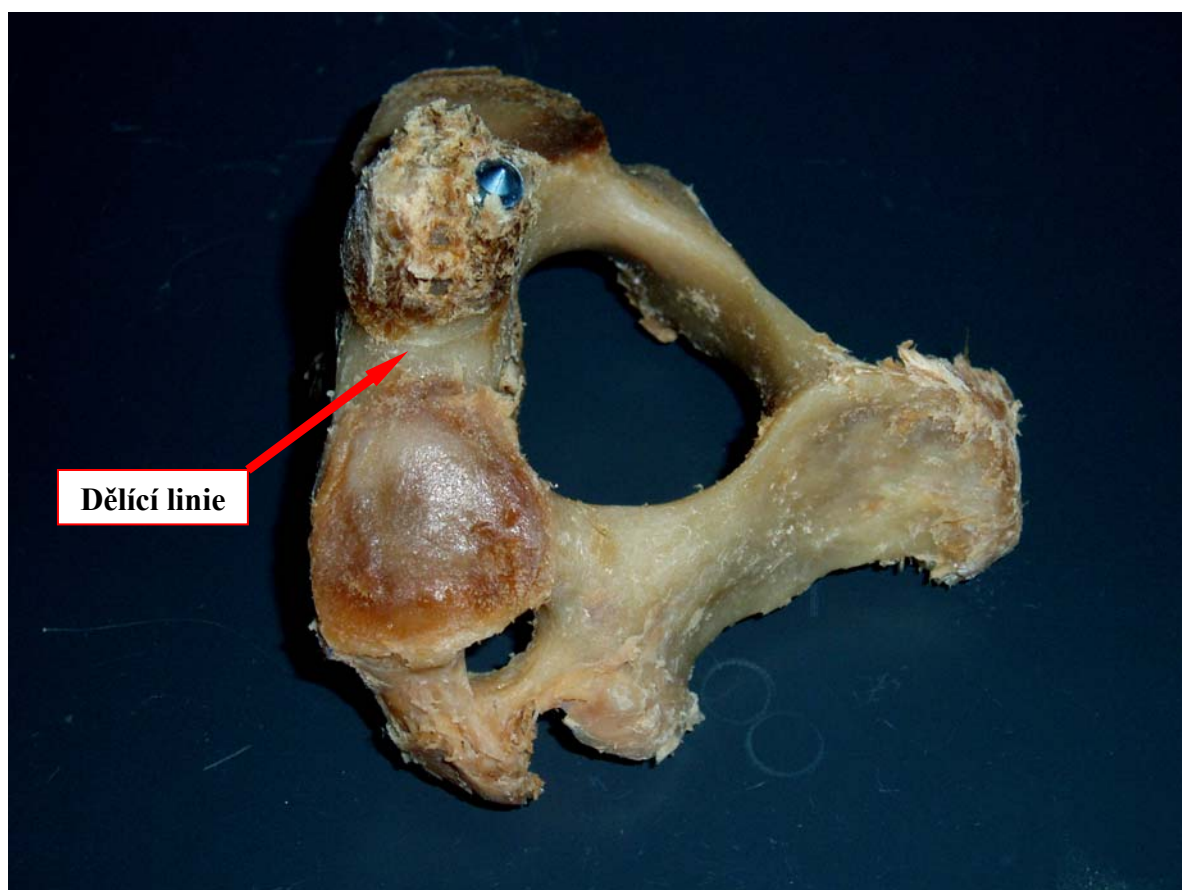
Poměrně důležitým výsledkem je odchylka kontaktních tlaků při použití lineárních čtyřstěnů s dostatečným zjemněním sítě v místě dotyku. Bohužel, z níže uvedených důvodů jsem se přiklonil k využití jiného systému pro výpočty pomocí MKP a to systému Marc, který dle stejných testovacích úloh vykazuje zcela evidentně lepší výsledky.

1. univerzitní licence téměř neumožňuje počítání prostorových úloh s dostatečným zjemněním;
2. problémy při konvergenci řešených kontaktních úloh;
3. preprocessing ANSYSu a nestabilní počítání na metacentrum.

8 Osová síla ve šroubu při *osteosyntéze dens axis*

Prvním krokem pro simulace osteosyntézy *dens axis* je určení síly působící ve šroubu po stabilizaci fraktury. Bohužel na rozdíl od zubní chirurgie, kde jsou velmi přesně definovány utahovací momenty a následně síly ve šroubu pro jednotlivé případy [65], v případě spinální chirurgie neexistuje, dle autorových dostupných pramenů, žádná zmínka o silových poměrech při tomto úkonu. Způsob utahování a velikost utahovacího momentu značně závisí na daném konkrétním případě a chirurgovi. Prvním vytyčeným úkolem bylo tedy zjistit velikost utahovacího momentu a následně osovou sílu ve šroubu.

Tři páry prvního a druhého krčního obratle byly získány z anatomické pitvy Ústavu Anatomie, LFHK. Jedná se o jedince bez zjevných patologických nálezů dvou žen (68, 82 let) a jednoho muže (65 let). Dále bude používáno označení F (M) podtržítka věk, tzn. např. F₆₂ znamená žena o věku šedesáti dvou let. Obratle byly zbaveny měkkých tkání (vyjma *ligamentum transversum atlantis*). Vzhledem k nízkému počtu vzorků, obdobně jako v [23], fraktura *dens axis* typu II byla provedena *osteotomii*. Řez byl veden horizontálně – přímo v krčku *dens axis*. Stabilizace byla provedena pomocí jednoho titanového 3.5 mm kortikálního šroubu, obrázek 14. Šroub perforuje *apex dentis*. Stabilizace byla provedena standardním předním přístupem, pro zajištění co možná nejvěrohodnější podoby s operací. Uťahovací moment byl stanoven utahovacím klíčem firmy Nobel Biocare, tabulka 1. Po zavedení byly pořízeny RTG snímky ve dvou rovinách.



Obr. 14: Čepovec po stabilizaci jedním kortikálním šroubem

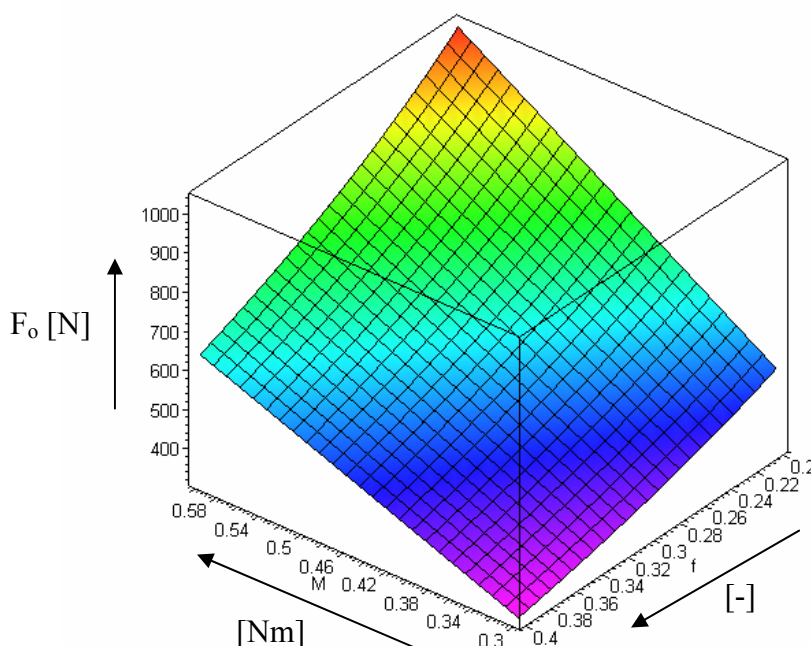
Při zašroubování stabilizačního šroubu momentem M do kosti, vznikne ve šroubu předpětí. To je dáno velikostí utahovacího momentu, který se skládá ze složek M_1 a M_2 . Složka momentu M_1 překonává třecí sílu v závitu, moment M_2 překonává odpor tření na dosedací ploše hlavy šroubu. Pro stanovení složky momentu M_1 použijeme známý vztah vycházející z rovnováhy sil na nakloněné rovině

$$M_1 = \frac{1}{2} d_2 F_o \operatorname{tg}(\gamma + \varphi), \quad /8.1/$$

Vzorek	F_82	F_68	M_62
Moment [N cm]	28 ± 1	42 ± 1	55 ± 1

Tab. 1: Naměřené hodnoty utahovacích momentů při osteosyntéze *dens axis*

Jako největší neznámou se při výpočtu osově síly jeví hodnoty tření. Hodnoty součinitelů tření se v literatuře pro biologické materiály a jejich interakci s implantáty dosti liší. Pohybují se od hodnot 0.01 po 0.5 [61,62,63]. Jako reálné se mi jeví hodnoty vyšší jak 0.1, pro výpočet jsem použil hodnotu 0.2. Výsledná osová síla v závislosti na utahovacím momentu a součiniteli tření je na obrázku 15. Složku momentu M_2 předpokládáme v řádech do 10%, pro výpočty ji neuvažujeme.



Obr. 15: Závislost osově síly ve šroubu na utahovacím momentu a součiniteli tření

Jak můžeme z naměřených hodnot vidět, velikost utahovacího momentu se mění od cca 28 do 55 Ncm. Jedinou srovnávací hodnotou mohou být předepisované hodnoty utahovacích momentů pro zubní implantáty. Ty se mění od 20 do 60 Ncm. Příslušná osová síla, jak můžeme vidět na obrázku 15, se mění s momentem a součinitelem tření. Maximální špičky rostou cca k 1000 N. Tato hodnota též řádově odpovídá těm ze zubních protetik [65]. Je potřeba si uvědomit, že hodnoty utahovacích momentů se mohou lišit, a to ze dvou důvodů. První je neznalost součinitele tření, který může být v realitě menší, což by spíše nahrávalo „na stranu bezpečnosti“. Druhým je věková skupina dárců, která je poměrně vysoká. U mladých jedinců se dá předpokládat kvalita kostní tkáně vyšší.

9 Interakce kortikálního šroubu a kostní tkáně

Z historie používání šroubových spojů v chirurgii můžeme vidět jejich dlouhou tradici. Na počátku jejich využívání vznikaly po zavedení poruchy hojení, paklouby a tlaková aseptická nekróza v okolí závitu v kosti. Tato nekróza a resorpce v rozsahu několika milimetrů byla považována za nevyhnutelnou při hojení zlomenin [3,58]. Vzhledem k řádovým rozdílům tuhostí šroubů a kostní tkáně se dá předpokládat, že šroub ponese většinu zatížení a „potlačí“ nosnost kosti. Porušení spoje implantát a kost může být způsobeno: pohyblivostí implantátu, ztrátou velkého množství kostní tkáně obklopující tento spoj a samotným lomem implantátu. Bohužel informace o používaném typu spojení při osteosyntéze *dens axis* prakticky neexistují, rozhodl jsem se proto provést napěťovou analýzu interakce šroubu s kostí. V následující sekci se zaměřím především na poslední dva výše zmíněné mechanismy poruchy.

Při analýze se zaměříme na rozložení kontaktních sil na styčných plochách. Vysoké hodnoty kontaktních sil (tlaku) mohou způsobit odumírání či remodelaci kostní tkáně. V konečném důsledku by se šroub uvolnil. Dalším měřítkem budou maximální hodnoty redukovaného napětí (HMH) na šroubu a jeho rozložení na úrovni závitů kosti a šroubu. Jako další cíl simulací by mělo být posouzení vhodnosti či nezbytnosti perforace *dens axis* stabilizačním šroubem.

9.1 Rovinný model interakce kost a šroub

Mezi nejčastější experiment pro ověřování tuhosti spoje kost a implantát patří tahová zkouška. Šroub je zašroubován do kosti, kost je zafixována a šroub je vytahován ven. Většinou se jedná o zkoušky *in vitro* s následným histologickým rozbohem [58,64,66]. Chceme-li určit vliv jednotlivých parametrů na daný spoj, jako nejvýhodnější se jeví simulace pomocí MKP.

V prostředí programu MARC/Mentat jsem sestavil sérii výpočtových modelů. S ohledem na literaturu [58,64] jsem volil model typu osová symetrie neboť jako jediný spolu s prostorovým modelem je schopen reálného výstupu rozložení napjatosti v okolí závitů. Geometrie šroubu byla zjednodušena, závity uvažuji jako prstence vzdálené od sebe na vzdálenost stoupání šroubovice.

Materiálové vlastnosti jednotlivých částí jsou v tabulce 2. Šroub je tažen konstantní silou 1000 N pro všechny modely. Ve skutečnosti po zavedení šroubu do kosti vzniká v tomto spojení předpětí. Modelování předpětí pomocí MKP je dnes stále ještě poměrně choulostivou záležitostí. V principu máme dvě možnosti, buď namodelujeme šroub kratší a předpětí je

definováno okrajovou podmínkou (OP) [67], nebo využijeme nástrojů nabízejících prostředí komerčních softwarů [68,69].

V tomto případě je první možnost „neschůdná“, proto jsem se rozhodl využít funkce „*nodal ties*“ v prostředí programu MARC/Mentat [69].

Materiál	<i>Titan</i>	<i>Kortikála</i>	<i>Spongiosa</i>
Modul pružnosti [MPa]	117 000	10 000	100
Poissonova konstanta [-]	0.3	0.29	0.29

Tab2: Materiálové vlastnosti jednotlivých komponentů

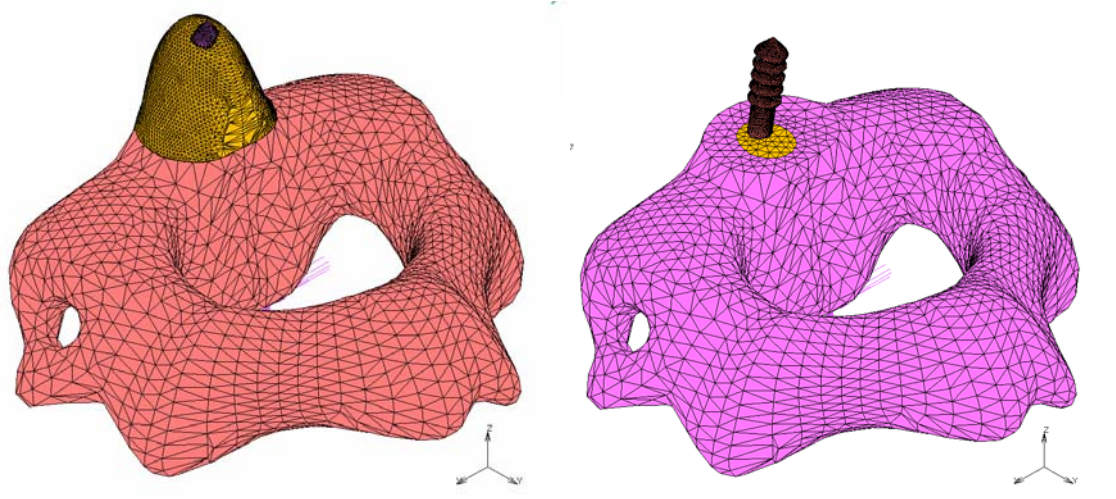
9.2 Prostorový model interakce kost a šroub

Pro získání co možná nejlepší představy reálného rozložení napjatosti a deformací jsem sestavil v prostředí programu MARC/Mentat sérii prostorových výpočtových modelů, obrázek 16:

1. kortikální šroub perforuje *apex dentis*;
2. kortikální šroub neperforuje *apex dentis* (celá část je v spongióse);
3. kortikální kanylovaný šroub perforující *apex dentis*.

Modely jsou tvořeny ze tří geometrických entit: *dens axis*, tělo s oblouky a příslušného stabilizačního šroubu. Geometrie šroubu byla zjednodušena, závity uvažuji jako prstence vzdálené od sebe na vzdálenost stoupání šroubovice, viz plošný model. Do čepovce je domodelována geometrie spongiosy, která byla získána z CT dat příslušného obrátle.

Šroub je předepnut osovou silou 1000 N pro všechny modely, navíc je model 1 zatěžován konstantní osovou silou (1000 N), která byla rozložena do koncové plošky šroubu. Kontakt je namodelován ve dvou variantách: pro všechny modely uvažuji součinitel tření $f=0.2$, navíc pro první model uvažuji bez tření. Síť je tvořena lineárními prvky typu čtyřstěn, obrázek 16. Počet prvků na model je cca 240 000. Na kaudální ploše těla čepovce jsou zamezeny posuvy ve všech směrech.



Obr. 16: Síť čepovce se stabilizačním šroubem

9.3 Posouzení jednotlivých modelů a rozbor výsledků

Hodnocení výsledků bychom měli rozdělit na dvě skupiny, a to hodnocení samotného modelu, jeho přesnosti a hodnocení výsledků a jejich vliv na osteosyntézu *dens axis*.

Bohužel při hodnocení modelu nemáme mnoho možností, s kterými jsou tyto modely měřitelné. Asi nejrozsáhlejší práci v tomto smyslu je [58], kde se autor zaměřuje především na různé materiály, typy namáhání a geometrii šroubu. Určité shody v trendech je možné pozorovat. Snad nejdiskutabilnější by mohl být vliv součinitele tření na rozložení kontaktní síly. Autor práce [58] poukazuje na to, že hodnota součinitele tření nemá vliv na žádnou veličinu (napětí...), kdežto z výsledků těchto modelů je patrné, že především kontaktní síla je ovlivněna součinitelem tření.

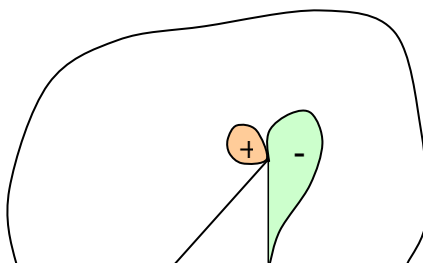
Pokud přijmeme úvahu o tom, že vysoké hodnoty napětí a kontaktních sil jsou přímou příčinou remodelace či odumírání kostní tkáně v okolí závitu, znamená to, že po určité době by šroub ztratil svoji stabilitu a vytrhl by se. Jako nejpříznivější (z 3D modelů) se jeví varianta, kanylovaného šroubu perforujícího *apex dentis axis*.

Podíváme-li se na složky hlavních napětí a jejich rozložení, v okolí závitu v kosti vždy vznikají stejné isoplochy napětí tahového a tlakového. Na konci závitu (od dřívku) pod nosnou plochou vzniká napětí tlakové a nad nosnou plochou tahové, obrázek 17. Tento fakt má bezesporu přímý vliv na šíření trhlin.

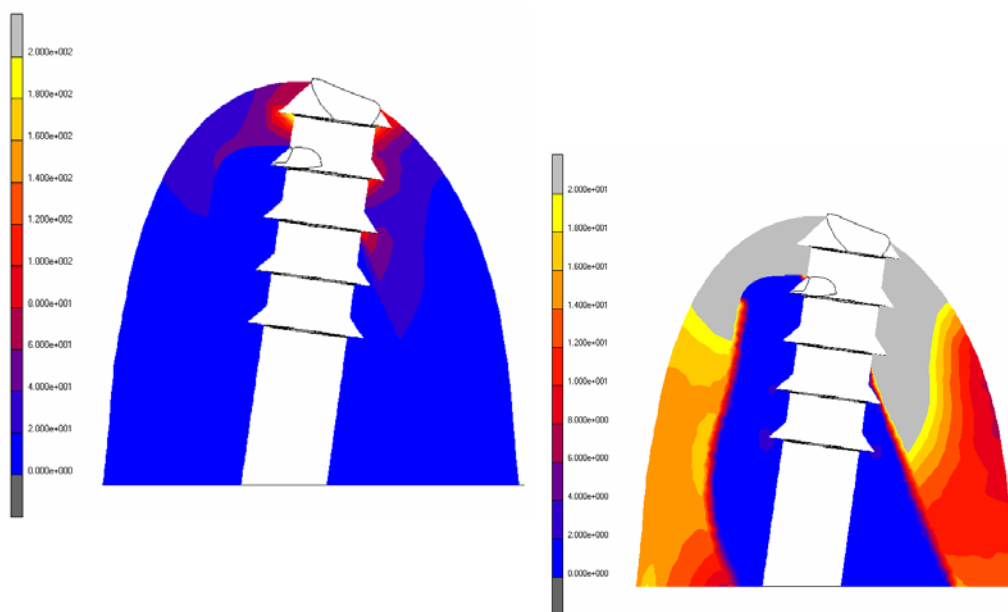
V neposlední řadě nesmíme zapomínat, že geometrie byla namodelována bez rádiusů, které budou mít vliv na špičky napětí. Tudíž je možné se domnívat, že konečné hodnoty budou nižší.

Vzniká poslední otázka, a to, jakým způsobem snížit hodnoty napětí a jeho rozložení v geometrii voleného šroubu. Částečnou odpověď můžeme nalézt v literatuře [58,64]:

1. zvětšení šířky závitu vede sice ke snížení hodnot napětí, ale jeho rozložení se nemění;
2. hodnoty napětí a kontaktního tlaku nejsou závislé na počtu závitů a tudíž na délce závitu;
3. zmenšením tuhosti šroubu, např. šrouby duté, můžeme docílit jak snížení hodnot napětí, tak i jeho rozložení.



Obr. 17: Schematické rozložení tahové a tlakového napětí v okolí závitu v kosti



Obr.18: Řez modelem 3, rozložení redukovaného napětí HMH [MPa], tření $f=0.2$

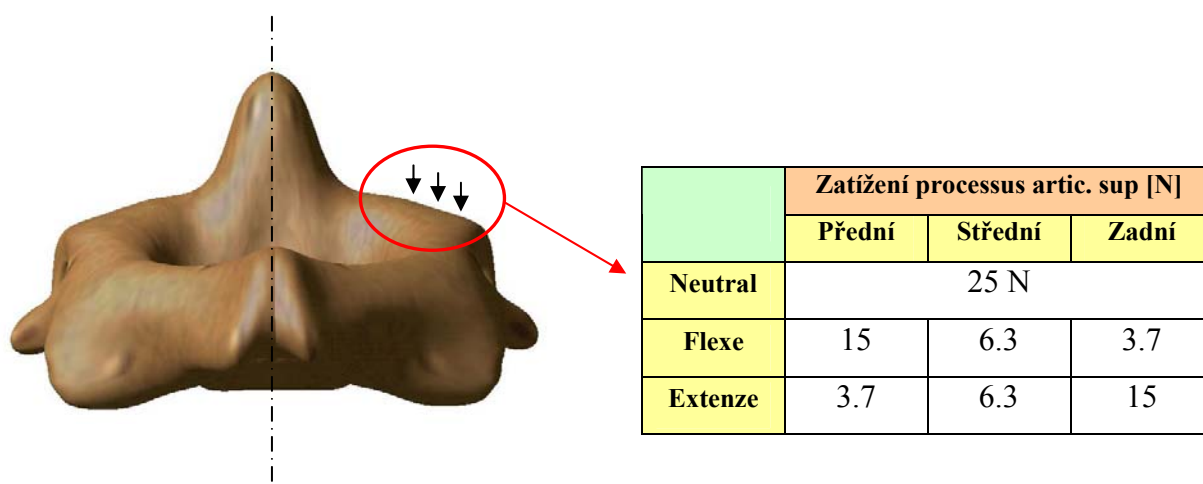
10 Analýza zatěžování druhého krčního obratle - čepovce

Bohužel do současné doby, dle autorovy dostupné literatury, neexistuje kvantifikovaná analýza zatěžování druhého krčního obratle – čepovce. Jedinou analýzou, zabývající se kvantifikováním a sledováním trendů u krční páteře je příspěvek od Tea [70] z roku 2001. Autoři se zabývají analýzou prvního krčního obratle – atlasu pomocí MKP. Analýzou bederních, hrudních obratlů se zabývají publikace [71-75].

Základ pro výpočty poslouží prostorový model, který jsem následně doplnil o tyto geometrické varianty:

1. model čepovce tvořený jedním objemem - *kortikály*;
2. model čepovce, od kterého je „odečtený“ objem *spongiosy*, vyselektovaný z CT dat;
3. model čepovce s přidaným objemem *spongiósy*, vyselektovaný z CT dat;
4. model čepovce s odečteným objemem *spongiósy* a domodelovanou obratlovou ploténkou. Geometrie byla odhadnuta dle literatury [75].

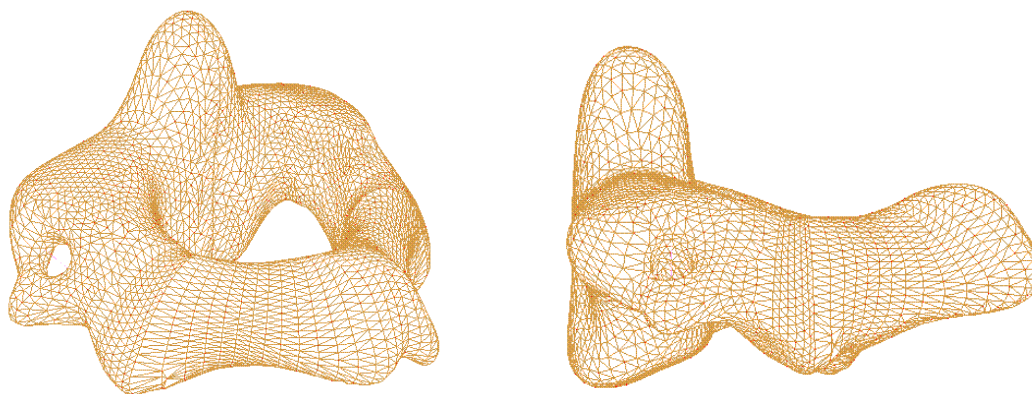
Asi nejsložitější fází celého výpočtu je určení nejvhodnější okrajové podmínky pro analýzy. Autoři článku [70] použili tři základní způsoby zatěžování: neutrální poloha, flexe a extenze. Zatěžovací plochu atlasu – *processus articularis superior* – rozdělili na tři regiony v poměru 1:2:1 v pohledu předozadním. Analogicky, v našem případě by rozložení vypadalo přibližně dle obrázku 19.



Obr. 19: Jednotlivé konfigurace zatížení čepovce

Bohužel u analýzy druhého krčního obratle tento typ zatěžování, dle mého názoru, není možné uvažovat. Je potřeba si uvědomit rozdíl mezi zatížením atlasu, čepovce a rozdíl mezi kývnutím a předklonem. Při kývnutí se hlava pohybuje v *atlantookcipitálních* kloubech a atlas se současně naklání dopředu vůči čepovci. Při předklonu se obratle navíc mírně posouvají dopředu [6]. Není zcela jasné jak působí *dens axis* a jakou OP by se dal nahradit. Proto jsem se rozhodl tento submodel zatížit pouze neutrálním zatížením, tj. v případě, kdy by *dens axis* neměl silově působit na *arcus anterior* atlasu. OP jsou voleny následovně, **neutrální posice** ... na kaudální ploše těla čepovce jsou zamezeny všechny tři posuvy, na *processus articularis inferior* jsou zamezeny posuvy ve směru kolmém.

Sít' je tvořena lineárními čtyřstěny prvky, počet prvků závisí na geometrické úrovni a pohybuje se od cca 44 000 do 56 000 prvků, obrázek 20.



Obr. 20: Konečno prvková síť jednotlivých modelů čepovce

10.1 Posouzení jednotlivých modelů a rozbor výsledků

Při hodnocení jednotlivých modelů druhého krčního obratle se zaměřím především na rozložení redukovaného napětí, příp. na tahové (tlakové) napětí a pole posuvů po zatížení.

U modelů jedna až tři se rozložení napjatosti prakticky nemění. Špičky redukovaného napětí, dle hypotézy HMM (jedná se o tahové napětí) vycházejí kraniálně v laterálních plochách kořene *dens axis* a kaudálně se zvyšují po těle obratle s maximální hodnotou v přechodech oblouku s tělem obratle. U posledního modelu se hodnoty maximálního redukovaného napětí kumulují v zadní části kloubní plošky *processus articularis superior*. Hodnoty napětí jsou mírně zvýšené, narozdíl od hodnot udávaných autory [70] zabývajících se napjatostní analýzou atlasu.



Pro první tři modely se posuvy téměř shodují. Obratel se prakticky nedeformuje, posuvy jsou v tisícinách milimetrů. U modelu posledního se *dens axis* posouvá směrem dozadu a zadní část oblouku se posouvá nahoru – kraniálně, hodnoty posuvů jsou v desetinách milimetrů.

Jak je patrné z výše uvedených výsledků, modely bez obratlové ploténky mají bohužel velmi malou vypovídající úroveň. Posuvy u prvních třech modelů v řádech tisícín jsou pravděpodobně nereálné. U posledního modelu se posuvy zdají být již v reálných číslech, bohužel díky pouze odhadnuté geometrii se model příliš „klopí“ dozadu. Hodnoty redukovaného napětí jsou pro všechny tři modely ve stejných řádech, ovšem jeho rozložení je odlišné. Vzniká otázka, nakolik u takovýchto modelů odpovídá skutečnosti. Bohužel se bez přesné geometrie obratlové ploténky a experimentálního ověření zdá odpověď na tuto otázku velmi složitá. Domnívám se, že téměř zásadní vliv na model bude mít geometrie *nucleus pulpus*, kolem kterého se obratel „natáčí“.

Příjemným překvapením je shoda napětí u modelů dvě a tři. Tato skutečnost by mohla u složitějších modelů vézt ke snížení výpočtových časů. Na podobný fakt poukazuje též [71].

11 Analýza ohybové stability osteosyntézy *dens axis* (typ II)

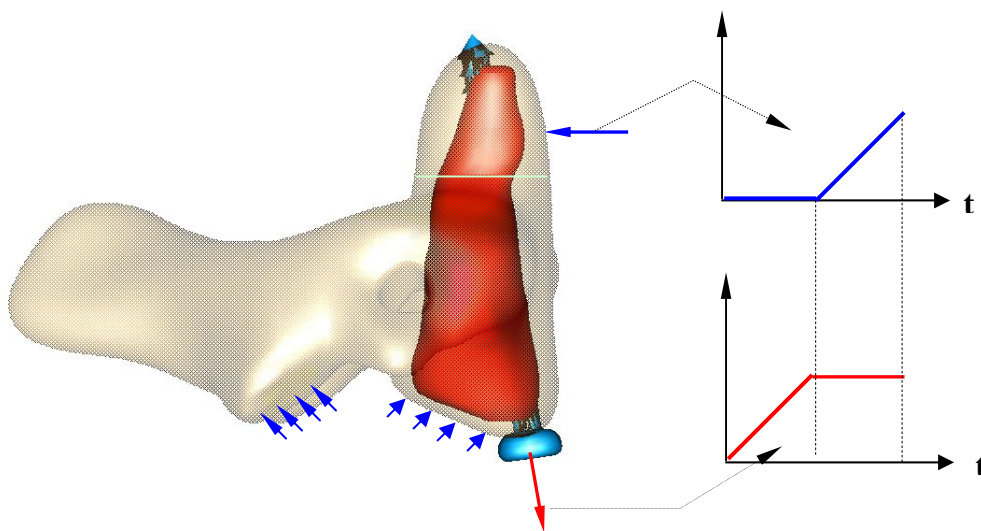
Od prvních biomechanických studií stability fraktur *dens axis* uplynulo více než deset let [23,24,25]. Autoři použili experiment pro zjištění sil potřebných pro frakturu *dens axis*. Prasklé obratle byly následně stabilizovány dvěma, jedním kortikálním šroubem a znovu zatěžovány do porušení. Z výsledných závislostí sil a posuvů byly vyhodnoceny tuhosti jednotlivých spojů. Porovnání jednotlivých technik je provedeno na základě vypočtených tuhostí. Žádné výrazné rozdíly ve výsledných tuhostech mezi použitím jednoho či dvou šroubů, pro stabilizaci *dens axis*, neexistuje. Přesto se ještě i dnes používají šrouby dva na místo jednoho.

Cílem této kapitoly bylo provést srovnávací analýzu stabilizace *dens axis*, fraktury typu II, jedním kortikálním šroubem. Zaměřit se především na jeho polohu, tj. zda je nutná perforace *apex dentis*, porovnat účinek kanylovaného šroubu od šroubu plného. Pokusit se tyto spoje kvantifikovat a na základě výsledků korigovat či potvrdit experimentální výsledky více jak deset let staré.

Pro analýzu byly použity modely: kortikální šroub perforuje *apex dentis*, kortikální šroub neperforuje *apex dentis* (celá část je v spongiose) a kanylovaný šroub perforující *apex dentis*. Okrajové podmínky byly následné, obrázek 21:

1. na kaudální ploše těla obratle jsou zamezené posuvy ve třech směrech;
2. na dosedací ploše *processus articularis inferior* jsou zamezené posuvy ve směru kolmém na tuto plochu;
3. šroub je předeptat silami 1000, 800, 600, 400 N;
4. *facies articularis anterior dentis* je zatěžována posuvem ve směru předozadním v sagitální rovině.

Zatěžování modelu bylo provedeno ve dvou sledech. Nejprve bylo provedeno předeptnutí šroubu definovanou silou a následně byl zatěžován *dens*, obrázek 21. Součinitel tření byl pro všechny simulace uvažován totožný a to $f=0.2$. Mezi jednotlivými modely byl definován kontakt. Počet prvků se lišil dle úrovně modelů, od 200 000 do 250 000 lineárních čtyřstěnů.



Obr. 21: Okrajové podmínky a jejich trvání pro modely sloužící k určení ohybové tuhosti spojení

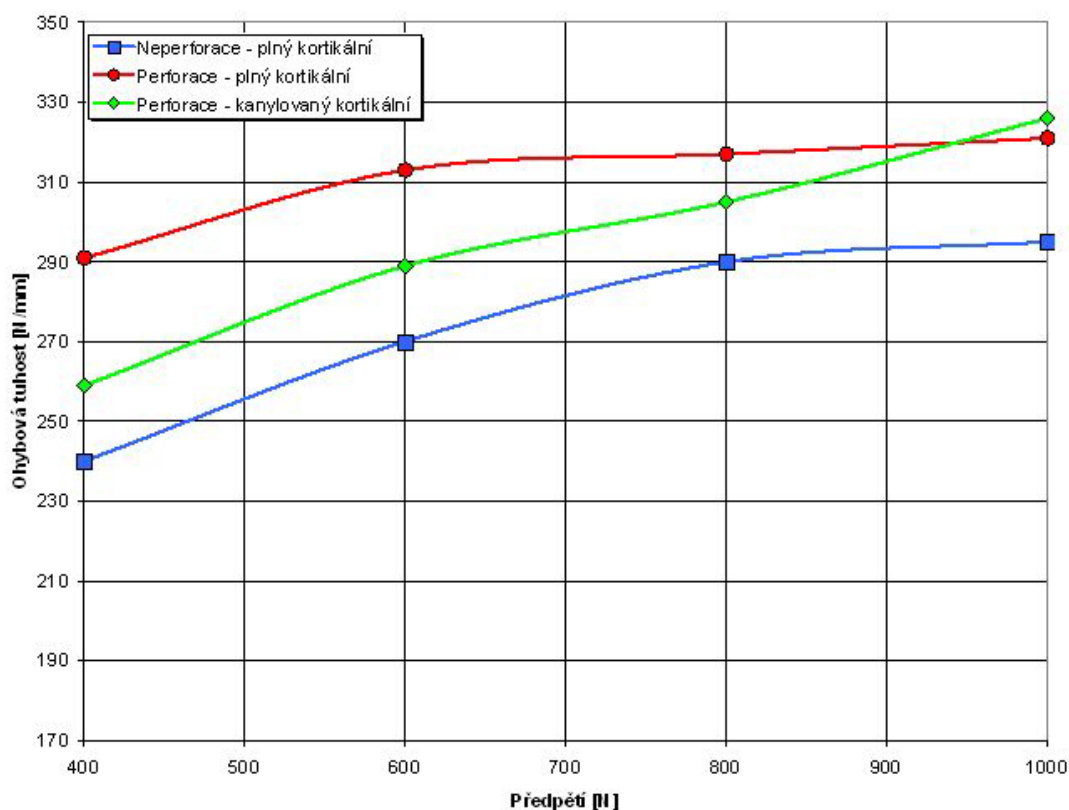
11.1 Rozbor výsledků

Řešení výše uvedených modelů vyžadovalo ty nejvyšší nároky na výpočtový čas. První série výpočtů se prováděla na PC (756 RAM, 2GHz) a čistý výpočtový čas byl cca 9 dnů. Výrazné zlepšení v urychlení výpočtů nastalo až s použitím výpočtového serveru SGI Altix 350 a

přesítřováním všech těles (počet prvků zůstal), výpočtový čas se pohyboval kolem 35 hodin. Připočteme-li k tomu přípravu modelu se zpracováním výsledků dostáváme se k jednomu pracovnímu týdnu na jeden výpočet.

Při rozboru celého mechanismu zatěžování je možné konstatovat, že všechny tři modely se chovaly téměř totožně. V první fázi zatěžování *dens axis* posuvem v sagitální rovině, se model natáčí jako celek dozadu (dorzálně), následuje relativní posun *dens axis* vůči tělu obratle a v konečné fázi se *dens* „opírá“ o tělo v lomové ploše.

Ohybová tuhost byla vypočtena jako poměr nejlineárnější části přírůstku síly a posuvu. Závislosti ohybové tuhosti na předpětí pro jednotlivé modely jsou na obrázku 22. Jak můžeme vidět nejvyšší tuhost má spojení s kortikálním šroubem perforujícím *apex dentis*, nejnižší model s kortikálním šroubem, který neperforuje *apex dentis*. Model s kanylovaným šroubem je tuhostně pomyslně uprostřed. Pro vyšší předpětí se blíží k prvnímu modelu. Je zajímavé, že pro určité předpětí (600 N) se ohybová tuhost pro spongiosní šrouby plné již téměř nemění. U kanylovaného šroubu pozvolna roste. Z tohoto pohledu se zdá, že předepínání na větší moment postrádá smysl. Ohybová tuhost se zvýší nepatrně, ale napjatost ve šroubu vzroste.



Obr. 22: Závislost ohybové tuhosti na předpětí pro osteosyntézu *dens axis* jedním šroubem



Výsledky můžeme srovnat s původními experimenty [23,24,25], průměrná tuhost byla zjištěna ze dvou náhodných skupin obratlů na 257.5 ± 12.45 a na 462 ± 194 [N/mm]. Jak můžeme vidět, rozdíl ve vypočtených tuhostech pro druhou skupinu je značný. Jediné vysvětlení je právě ve velikosti předeprnutí, geometrii obratle a kvalitě kostní tkáně. Přesto je shoda s první skupinou zcela evidentní.

Při rozboru výsledků vzniká otázka, jaké jsou deformace během normálního fyzického zatěžování. Při předpětí nebo působení tahové síly na stabilizační šroub jsou deformace v rádech setin maximálně desetín. Při zatěžování *dens axis* se nejprve celý obratel „předklání“ ($0.1 \div 0.2$ mm), následují relativní pohyby *dens axis* vůči tělu a až v poslední fázi se natáčí vůči tělu ($1 \div 1.5$ mm). Spoj by měl být dimenzován tak, aby během normálních pohybů vůbec nedošlo ke druhé fázi, tj. předsouvání *dens axis*.

Je potřeba si uvědomit, že výpočtový model byl zjednodušen a lomná plocha pravděpodobně může hrát určitou úlohu v kvalitě spojení, ale nepředpokládám, že u ohybu bude zásadní.

Jisté obavy může způsobovat fakt, že kanylovaný šroub má menší nosný profil, tudíž „vydrží“ v ohybu méně než šroub plný. De facto by se dalo zatěžování šroubu převést na úlohu: ohyb nosníku s převislým koncem. Pak výsledný průhyb (napětí) závisí na průřezové charakteristice J_y (W_o). Tudíž pokud bude mít kanylovaný šroub totožné průřezové charakteristiky, není tato obava na místě. V klinické praxi se používají 4.5 mm kanylované šrouby, které splňují (průřezové moduly jsou větší) tyto požadavky.

12 Závěr

Biomechanika krční páteře patří k velmi studovaným a diskutovaným tématům tohoto oboru, jak je patrné např. z citované literatury. Nejvíce pozornosti se věnuje problematice nárazů během automobilových nehod a přenášení silových účinků na krční páteř, která je díky „osamocení“ v páteřním systému spolu s bederní páteří nejvíce oslabená. Na straně druhé se problematika stabilizace a operačních přístupů krční páteře z pohledu biomechaniky zdá téměř nedotčená. Největšími experimentátory jsou samotní chirurgové a teoretické, experimentální ověření jednotlivých přístupů poněkud pokulhává. Jako příklad poslouží *osteosyntéza dens axis* typu II, dle d'Alonza. Přestože je zcela evidentní, že stabilizace dvěma šrouby je kontraproduktivní z hlediska časového úkonu a i místa v samotném *dens axis*, stále



se na většině pracovištích používá. Stabilizace fraktury *dens axis* typu II předním přístupem jedním šroubem sebou může nést i některá rizika. Jedná se především o stále přetrvávající nejistotu stability tohoto spojení. To je jeden z hlavních důvodů proč přetrvává v přední přístupu použití šroubů dvou na místo jednoho, viz také standardy ČLS JEP. Jediné biomechanické studie zabývající se stabilitou *osteosyntézy dens axis* pochází ze začátku devadesátých let, kdy autoři experimentálně zkoumali jednotlivé přístupy. Závěrem konstatovali, že neexistují řádové rozdíly v tuhostech při použití jednoho či dvou kortikálních šroubů.

Tato práce se ve dvanácti kapitolách zabývá krční páteří, jejími poraněními a stabilizací.

Jako přínos předkládané disertační práce bych chtěl především vyzdvihnout:

1. zpracování metodiky tvorby geometricky složitých modelů – biologických tkání;
2. ověření možnosti použití lineárních prvků v MKP (MARC solver);
3. zpracování limit přístroje Ostell při použití této metody na ověření stability implantátu;
4. parametrický výpočet ohybové stability kortikálního šroubu plného a kanylovaného.

Závěry, které by mohly být použitelné pro praxi, můžeme shrnout do těchto bodů:

- a. neexistuje řádový rozdíl v ohybové tuhosti mezi plným 3.5 mm šroubem spongiosním a kanylovaným;
- b. v případě použití jednoho šroubu na místo šroubů dvou pro *osteosyntézu dens axis* doporučuji použít 4.5 mm kanylovaný šroub z těchto důvodů: nosná plocha závitů je větší, tudíž hodnoty kontaktních tlaků a napjatost v okolí spoje bude nižší. Kanylované šrouby působí „příznivěji“ na celkové spojení. Nosnost bude totožná.

Na otázku zda použít jeden nebo dva šrouby pro *osteosyntézu dens axis* prozatím neexistuje jednoznačná odpověď. S vysokou jistotou můžeme odpovědět, že tuhosti obou metod budou řádově stejné. Dle mého názoru není problém v celkové tuhosti spoje, neboť ta se zdá dostatečná pro obě metody, ale v geometrii závitu šroubu a šroubu samotného. Nevhodný profil závitu způsobuje velmi vysoké špičky napětí v okolí spoje. Vysoké napětí má za následek remodelaci nebo odumírání kosti, tudíž uvolnění implantátu. Předpokládám (viz



výše), že je výhodnější používat méně tuhé šrouby, např. kanylované. Tuto domněnku by však bylo nutné, ale ještě ověřit, především experimentálně. Domnívám se, že bez experimentu s následným histologickým rozbohem nemůžeme docílit větší jistoty.

Další výzkum bych osobně směřoval do experimentální části, tj. nejprve ověřit vypočtené závislosti tuhostí na utahovacím šroubu. Pokud by se výpočty shodovaly, znamenalo by to, že by se při *osteosyntéze dens axis* mohl unifikovat utahovací moment. Tím by se zabránilo nedotáhnutí či přetažení šroubu. Souběžně by logicky mohl pokračovat i výzkum využití bezkontaktního přístroje Ostell nebo jeho princip pro identifikaci uvolněného spoje. Za úvahu by stálo, zda není možné využít jiného principu implantátů pro tuto osteosyntézu, např. implantáty na bázi materiálové paměti, které se též ojediněle využívají v páteřní chirurgii [76]. Popravdě se ovšem nedomnívám, vzhledem k vysoké ceně, že dlouhodobě by tyto implantáty mohly nahradit současné šroubové spojení, které je, i přes svoje nedostatky, velice levné a jednoduché. V neposlední řadě je zapotřebí si uvědomit, že nebudeme schopni docílit 100% jistoty zda je tento či jiný implantát nejvhodnější, proto bychom měli postupovat srovnávací metodou.

13 Literatura

- [1] **Goodrich J.T.:** *History of spine surgery in the ancient and medieval worlds*, Medscape 2004
- [2] **Koivikko M.:** *Cervical spine injuries in adults: diagnostic imaging*, PhD thesis 2005
- [3] **Bartoniček J.:** *Zlomeniny thorakolumbální páteře*, Scientia medica 1995
- [4] www.mvcr.cz
- [5] **Netter F.:** *Interactive atlas of human anatomy*, 2000
- [6] **Čihák R.:** *Anatomie I.*, Grada 2001
- [7] **Pattijn V. et al.:** *The resonance frequencies and mode shapes of dental implants: Rigid body behaviour versus bending behaviour. A numerical approach*, Journal of Biomechanics, 2005
- [8] **Sennerby L., Meredith N.:** *Resonance frequency analysis*, web, 2001
- [9] **Perre G., Lowet G.:** *In vivo assessment of bone mechanical properties by vibration and ultrasonic wave propagation analysis*, Bone, 1996
- [10] **Lowet G. et al.:** *The relation between resonant frequencies and torsional stiffness of long bones in vitro*, Journal of biomechanics, 1996



- [11] **Sjostrom M et al.:** *Monitoring of implant stability in grafted bone using resonance frequency analysis*, Oral and Maxillofacial surgery, 2005
- [12] **Pokorný a kol.:** *Traumatologie*, Triton 2002
- [13] **Leone A. et al.:** *Occipital condylar fractures*, J. of radiology 2005.
- [14] **Bogduk N., Yoganandan N.:** *Biomechanics of the cervical spine Part3: minor injuries*. Clinical Biomechanics 2001
- [15] **Cusick J., Yoganandan N.:** *Biomechanics of the cervical spine Part4: major injuries*. Clinical Biomechanics 2002
- [16] **Yoganandan N. et al.:** *Odontoid fracture in motor vehicle environments Accident analysis and prevention* 2005
- [17] **Morandi X. et al.:** *Anterior screw fixation of odontoid fractures*, Spine, 1998
- [18] **Vender et al.:** *Evolution of posterior cervical and occipitocervical fusion and instrumentation*, Neurosurgery focus, 2004
- [19] **Shilpaker S. et al.:** *Management of acute odontoid fracture: operative techniques and complication avoidance*, Neurosurgery focus, 2000
- [20] **Richter M. et al.:** *Posterior atlantoaxial fixation*, Spine 2002
- [21] **Hott J. et al.:** *Biomechanical comparison of C1-2 posterior fixation techniques*, Journal of neurosurg spine, 2005
- [22] **Sung J.K.:** *Anterior screw fixation using Herbert screw for type II odontoid process fractures*, Journal of Korean neurosurgery 2005
- [23] **Graziano G., Jaggars C., Lee B., Lynch M.:** *A comparative study of fixation techniques for type II fractures of the odontoid process*, Spine 1993
- [24] **Doherty B. et al.:** *A biomechanical study of odontoid fractures and fracture fixation*, Spine 1993
- [25] **Sasso R. et al.:** *Biomechanics of odontoid fracture fixation*, Spine 1993
- [26] **Panjabi M., Cholewicki J., Nibu K., Grauer J., Dvorak J.:** *Critical load of the human cervical spine: an in vitro experimental study*, Clinical Biomechanics, 1998
- [27] **Yoganandan N., Pintar F., Cusick J.:** *Biomechanical analyses of whiplash injuries an experimental model*. Accident analysis and prevention 2002
- [28] **Croft A., Herring P., Freeman M., Haneline M.:** *The neck injury criterion: future considerations*. Accident analysis and prevention 2002
- [29] **Svensson M., Bostrom O., Davidsson J., Hansson H., Haland Y., Lovsund P., Suneson A., Saljo A.:** *Neck injuries in car collisions- a review covering a possible*

- injury mechanism and the development of a new rear-impact dummy. Accident analysis and prevention* 2000
- [30] **Eichberger A., Darok M., Steffan H., Leinzinger P., Bolstrom O., Svensson M.:** *Pressure measurements in the spinal canal of post-mortem human subjects during rear-end impact and correlation of results to the neck injury criterion. Accident analysis and prevention* 2000
- [31] **Panjabi M., Cholewicki J., Grauer J., Babat L., Dvorak J.:** *Mechanism of whiplash injury. Clinical Biomechanics* 1998
- [32] **Nightingale R., Camacho D., Armstrong A., Robinette J., Myers B.:** *Inertial properties and loading rates affect buckling models and injury mechanisms in the cervical spine. Journal of Biomechanics* 2000
- [33] **Linder A.:** *A new mathematical neck model for a low-velocity rear-end impact dummy: evaluation of components influencing head kinematics. Accident analysis and prevention* 2000
- [34] **Cholewicki J., Panjabi M., Nibu K., Babat L., Grauer J., Dvorak J.:** *Head kinematics during whiplash simulation. Accident analysis and prevention* 1998
- [35] **Bostrom O., Fredriksson R., Haland Y., Jakobsson L., Krafft M., Lovsund P., Muser M., Svensson M.:** *Comparison of car seats in low speed rear-end impacts using the BioRID dummy and the new neck injury criterion. Accident analysis and prevention* 2000
- [36] **Bostrom O., Haland Y., Lovsund P., Svensson M.:** *Neck injury criterion and its relevance to various possible neck injury mechanisms. Frontiers in whiplash trauma* 2000
- [37] **Horst J.M.:** *Human head neck response in frontal, lateral and rear end impact loading, PhD thesis, 2002*
- [38] **Teo E.C, Paul J.P., Evans J.H., Ng H.W.:** *Experimental investigation of failure load and fracture patterns of C2 (axis), Journal of biomechanics* 2001
- [39] **Yoganandan N., Kumaresan S., Pintar F.:** *Biomechanics of the cervical spine Part2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling. Clinical Biomechanics* 2001
- [40] **Crawford P., Cann C., Keaveny T.:** *FE models predict in vivo vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography. Bone* 2003
- [41] **Rho J., Hobatho M., Ashman R.:** *Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. Medical engineering and Physics* 1995



- [42] **Fung Y.:** *Biomechanics*, 1993
- [43] **Martin B., Burr D., Sharkey N.:** *Skeletal tissue mechanics*, 1998
- [44] **Valenta J.:** *Biomechanika*, 1994
- [45] **Brooks R., Di Chiro G.:** *Principles of Computer Assisted Tomography (CAT) in Radiographic and Radioisotopic Imaging*, 1976
- [49] **Höschl, C.:** *Kontaktní a lisované spoje*, 1985
- [50] **Stříž, B.:** *Pružnost a pevnost II*, 1980
- [51] **Höschl, C.:** *Pružnost a pevnost ve strojírenství*, 1971
- [52] **Rocques-Carmes, C.:** *Mécanique et physico-chimie du contact I,II,III,IV*, 2000
- [53] **Johnson, K.L.:** *Mechanics of adhesion*. Tribology International 1999
- [54] **Adams G.G., Nosonovsky:** *Contact modeling-forces*. Tribology International, 2000
- [55] **Schwarz, U.D.:** *A generalized analytical model for the elastic deformation of an adhesive contact between a sphere and a flat surface*. Colloid and Interface Science, 2003
- [56] **Johnson D.H.:** *Principles of simulating contact between parts using ANSYS*, 1999
- [57] **Johnson K.L.:** *Contact mechanics*, 1985
- [58] **Lekeš R.:** *Analýza způsobů řešení interakcí mezi šroubem a kostní tkání*, 2000
- [59] **Tikal B., Hauptvogel J.:** *Ověření přesnosti výpočtů MSC.MARC na Hertzově kontaktní úloze*. Setkání uživatelů MSC 2006
- [60] **Adam C., Percy M., McCombe P.:** *Stress analysis of interbody fusion-finite element modeling of intervertebral implant and vertebral body*. Clinical biomechanics 2003.
- [61] **Vázques A. et al.:** *FEM of the initial stability of ankle arthrodesis with internal fixation*. Clinical biomechanics 2003
- [62] **Cheung J., Zhang M., Chow D.:** *Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: FEM study*. Clinical Biomechanics 2003
- [63] **Lin L., Chen H., Sun S.:** *A biomechanical study of the cortex anchorage vertebral screw*. Clinical Biomechanics 2003
- [64] **Gefen A.:** *Optimizing the biomechanical compatibility of orthopedic screws for bone fracture fixation*. Clinical Biomechanics 2002
- [65] **Lang et al.:** *Finite element analysis to determine implant preload*. Journal of prosthetic dentistry, 2003
- [66] **Götzburg S., Krenkel Ch., Reiter T., Plenck H.:** *2D finite element analyses and histomorphology of lag screw with and without a biconcave washer*. Journal of biomechanics, 1999



- [67] **Stránský L.:** *Napjatost a deformace ojničního šroubu*. Diplomová práce, 2005
- [68] Manuál k programu ANSYS 8.1
- [69] Manuál k programu Marc 2003/05
- [70] **Teo E., Ng H.:** *First cervical vertebra fracture mechanism studies using finite element method*. Journal of biomechanics 2001
- [71] **Nabhani F., Wake M.:** *Computer modeling and stress analysis of the lumbar spine*. J. of materials processing technology 2002
- [72] **Zander et al.:** *Effect of bone graft characteristics on the mechanical behavior of the lumbar spine*. Journal of biomechanics 2002
- [73] **Kumarsen S., Yoganandan N., Pintar F.:** *FE modeling approaches of human cervical spine facet joint capsule*. Journal of biomechanics 1997
- [74] **Kumarsen S., Yoganandan N., Pintar F., Maiman D.:** *FE modeling of the cervical spine: role of intervertebral disc under axial and eccentric loads*. Medical engineering and Physics 1999
- [75] **Teo E.C., Ng.H.W.:** *Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using FEM*. Medical engineering and Physics 2001
- [76] **Yahia l'Hocine:** *Shape memory implants*. Springer 2000